


# MEDICAL INSERTION WIRE

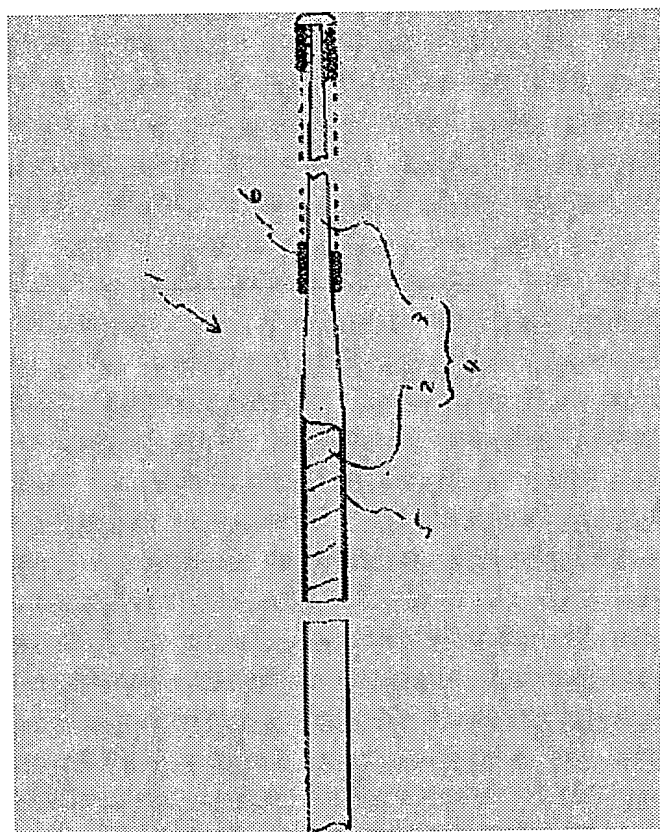
Patent number: JP2001238962  
Publication date: 2001-09-04  
Inventor: SHIRAKI KANEHITO; KAWABATA TAKASHI; SHIMURA SEIJI  
Applicant: JAPAN LIFELINE CO LTD  
Classification:  
- international: A61M25/01; A61B1/00; A61L29/00  
- european:  
Application number: JP20000053903 20000229  
Priority number(s): JP20000053903 20000229

Also published as:

 WO0164276 (A1)

## Abstract of JP2001238962

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide a guide wire which has high lubricity, is smoothly advanceable in a catheter and blood vessel, has adequate stiffness and is easily operative.  
**SOLUTION:** This guide wire has a DLC film.



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2001-238962

(P2001-238962A)

(43) 公開日 平成13年9月4日 (2001.9.4)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テーマコード* (参考)
A 6 1 M 25/01		A 6 1 B 1/00	3 3 4 D 4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/00	3 3 4	A 6 1 L 29/00	Z 4 C 0 8 1
// A 6 1 L 29/00		A 6 1 M 25/00	4 5 0 F

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2000-53903 (P2000-53903)

(22) 出願日 平成12年2月29日 (2000.2.29)

(71) 出願人 594170727

日本ライフライン株式会社

東京都豊島区池袋2丁目38番1号池袋東邦  
生命ビル

(72) 発明者 白木 兼人

東京都練馬区大泉学園町3-12-14

(72) 発明者 川端 隆司

埼玉県蓮田市緑町1-7-6

(72) 発明者 志村 誠司

埼玉県戸田市本町3-12-20

(74) 代理人 100087594

弁理士 福村 直樹

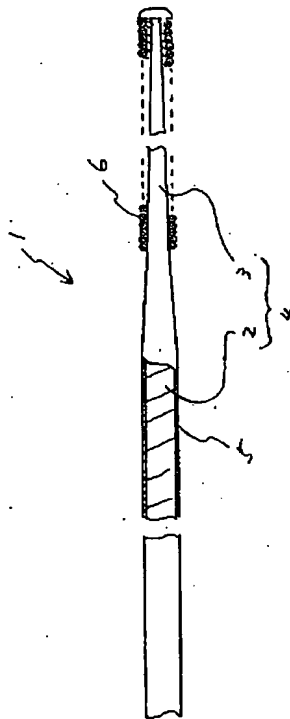
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用挿通線体

(57) 【要約】

【課題】 潤滑性が高く、カテーテル内及び血管内を円滑に進行可能であり、また、適度の腰があり、操作が容易なガイドワイヤを提供すること。

【解決手段】 DLC被膜を有することを特徴とするガイドワイヤ。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 芯線体とその表面に形成されたDLC被膜とを有することを特徴とする医療用挿通線体。

【請求項2】 芯線体の先端より所定の部位までが、螺旋線体被装着部であり、その螺旋線体被装着部に螺旋線体が装着されて成る前記請求項1に記載の医療用挿通線体。

【請求項3】 前記芯線体は、その先端から所定の部位までの表面に、親水性被膜を有する請求項1に記載の医療用挿通線体。

【請求項4】 前記親水性被膜は、その親水性被膜に存在する官能基に結合した親水性物質を有する請求項3に記載の医療用挿通線体。

【請求項5】 前記DLC被膜は、その厚みが0.3～7 $\mu$ mである請求項1～4のいずれか1項に記載の医療用挿通線体。

【請求項6】 前記DLC被膜は、フッ素を含有する請求項1～5のいずれか1項に記載の医療用挿通線体。

【請求項7】 前記芯線体と前記DLC被膜との間にシリコン被膜が形成されて成る請求項1～6のいずれか1項に記載の医療用挿通線体。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、医療用挿通線体に関し、さらに詳しくは、潤滑性が高く、カテーテル内、及び例えば血管、消化管等の管状組織等の生体組織内を円滑に進行可能であり、また、適度の剛性があり、操作が容易な医療用挿通線体に関する。

## 【0002】

【従来の技術】医療用挿通線体は、例えば治療具等を体内の患部へと案内するための治療用具として、或いは管状組織等の生体組織内を挿通して先端部を患部に迄到達させ、先端部で患部の治療を行う治療用具として、使用される。

【0003】例えば冠状動脈梗塞を治療するための医療用挿通線体は、芯線の先端に形成された螺旋線体被装着部とその螺旋線体被装着部に装着された螺旋線体とを有する。この螺旋線体被装着部は、通常、テーパ状に形成される。螺旋線体は、線体即ちワイヤをコイル状に形成してなる。

【0004】例えば冠状動脈梗塞の治療に使用される医療用挿通線体は、螺旋線体が装着された部分を先端にして、人体の所定の部位から血管中に挿入されたカテーテル中に挿入される。このカテーテルは、その先端開口部が人体内の患部近傍に位置するように、人体内に挿入されている。カテーテル内に医療用挿通線体を繰り込んで行き、カテーテルの先端開口部から更にこの医療用挿通線体を繰り出し、患部に迄到達させる。このとき、医療用挿通線体の先端は患部に至る一方医療用挿通線体の末端は、人体の外に出ている。

【0005】次いで、この医療用挿通線体の末端を治療具に挿通し、この医療用挿通線体に沿って治療具をカテーテル内に沿って進行させ、患部に至らせる。患部に至った治療具を操作することにより、しかるべき治療をその治療具で行う。

【0006】この医療用挿通線体は、人体へのカテーテル挿入部位から患部近傍までを、湾曲したカテーテル中を、カテーテル内面と接触しながら進行することになる。したがって、医療用挿通線体とカテーテルとの滑りが悪いと、医療用挿通線体がカテーテル中を円滑に進行することができない。

【0007】そこで、従来では通常、医療用挿通線体はその外周面をテフロン（登録商標）コーティング膜とすることにより、医療用挿通線体の外周面とカテーテル内面との摩擦抵抗を小さくして、医療用挿通線体がカテーテル中を円滑に進行するように図られている。

【0008】また、医療用挿通線体は、その直径が大きいと、カテーテル内における空間的余裕が小さくなって、カテーテル中を進行し難くなる。したがって、医療用挿通線体の直径は一定の大きさ以下にしなければならない。このため、テフロンコーティング被膜を施す場合には、テフロンコーティング被膜の厚みの分だけ、テフロンコーティングを施す医療用挿通線体の芯線を予め細めに設計し、その芯線上にテフロンコーティング被膜を形成させて、医療用挿通線体の直径が大きくなりすぎないようにしている。

【0009】一方、医療用挿通線体の芯線を細くすると、医療用挿通線体の腰が弱くなるので、換言すると医療用挿通線体の剛性が小さくなるので、医療用挿通線体をカテーテル内に送り込む際に医療用挿通線体が撓み、医療用挿通線体をカテーテル内で思い通りに進行させることができなかったり、また医療用挿通線体に加えた力がその先端部まで十分に伝わらず、患部治療行為を効果的に行うことができない等の不都合が生じる。したがって、テフロンコーティング被膜の厚みを可能な限り小さくし、そして医療用挿通線体を形成するための芯線の直径を可能な限り大きくすることが望ましい。

【0010】しかし、テフロンコーティング被膜は、磨耗性が大きいので、初期においては厚めに形成させておかなざるをえず、また、その厚みを小さく形成させることは技術的にも困難である。したがって、テフロンコーティング被膜を施した医療用挿通線体においては、医療用挿通線体の芯線の直径が必然的に小さくなり、前記に示した不都合を回避するのに十分な医療用挿通線体の腰の強さを確保することは困難である。

【0011】また、医療用挿通線体の先端部が、カテーテルの先端開口部から、カテーテルの外部に出た後は、医療用挿通線体の先端部が、血管の内壁面に接触しながら、血液中を患部に向かって進行する。したがって、医療用挿通線体の先端部は、カテーテルの外部に出た後に

においては、血管の内壁面との潤滑性、及び血液との親和性が要求される。

【0012】しかし、そのような潤滑性及び親和性を備えた医療用挿通線体は現在知られていない。

【0013】医療用挿通線体は、冠状動脈梗塞の治療だけに使用されるのではない。例えば脳梗塞治療にも使用される。もっとも、脳梗塞治療に使用される医療用挿通線体は、その先端が、脳梗塞治療に適するように加工されている。また、医療用挿通線体は、消化管内に挿通してその先端を患部に至らせ、その先端部に治療具を案内し、案内されたその治療具で患部を治療するといった目的にも、使用される。

【0014】医療用挿通線体が、いずれの用途に使用されるにしても、カテーテル内を、或いは生体組織内を摩擦抵抗少なく、しかも適度の剛性をもって円滑に進行することができるように、仕組まれていなければならない。

【0015】

【発明が解決しようとする課題】この発明は、従来の医療用挿通線体が有する前記欠点を解消すること、すなわち、潤滑性が高く、カテーテル内及び血管等の管状組織内を円滑に進行可能であり、また、適度の剛性があり、操作が容易な医療用挿通線体を提供することを目的とする。

【0016】

【課題を解決するための手段】前記目的を解決するためのこの発明は、芯線体とその表面に形成されたDLC被膜とを有することを特徴とする医療用挿通線体であり、この医療用挿通線体の第1の態様においては、芯線体の先端より所定の部位までが、螺旋線体被装着部であり、その螺旋線体被装着部に螺旋線体が装着されて成る医療用挿通線体であり、この医療用挿通線体の第2の態様においては、前記芯線体は、その先端から所定の部位までの表面に、親水性被膜を有して成り、この医療用挿通線体の第3の態様においては、前記親水性被膜は、その親水性被膜に存在する官能基に結合した親水性物質を有し、この医療用挿通線体の第4の態様においては、前記DLC被膜は、その厚みが0.3～7μmであり、この医療用挿通線体の第5の態様においては、前記DLC被膜は、フッ素を含有し、この医療用挿通線体の第6の態様においては、前記芯線体と前記DLC被膜との間にシリコン被膜が形成されて成る医療用挿通線体である。

【0017】

【発明の実施の形態】この発明に係る医療用挿通線体は、芯線体とその表面に形成されたDLC被膜とを有する。前記DLC被膜の形成される部位は、医療用挿通線体がカテーテル又は生体組織と接触する可能性のある表面である。

【0018】この発明に係る医療用挿通線体は、様々な治療に使用されることができるので、その治療の態様に

応じて前記DLC被膜を形成する芯線体における部位が、決定されることができる。

【0019】また、例えば冠状動脈梗塞等を治療するのに使用される医療用挿通線体がある。図1に示されるように、この医療用挿通線体1は、芯線体本体2とその芯線体本体2の先端に一体に形成された螺旋線体被装着部3とからなる芯線体4と、前記芯線体本体2の表面に形成されたDLC被膜5と、前記螺旋線体被装着部3に装着された螺旋線体6とを備えて成り、例えば冠状動脈梗塞の治療用として使用されることができる。いずれの治療に使用されるにせよ、この発明に係る前記医療用挿通線体は、人体の組織内に挿通させるワイヤである。

【0020】ここで、DLCとは、ダイヤモンドライクカーボン (Diamond Like Carbon) の略語である。DLCは、炭素原子を主体とし、微量の水素原子を含んで構成される物質である。炭素原子から構成される物質であるダイヤモンドは、ダイヤモンド構造 (SP<sup>3</sup>) により構成され、同じく炭素原子から構成される物質であるグラファイトは、グラファイト構造 (SP<sup>2</sup>) により構成されるのに対し、DLCは、SP<sup>3</sup>とSP<sup>2</sup>との両方を含んで、また一部水素との結合を含んで構成されるアモルファス構造を有する。

【0021】この発明においては、前記DLC被膜が、医療用挿通線体を生体内に挿通したときにその医療用挿通線体が生体に直接に接触し、又はその医療用挿通線体がカテーテル内表面に接触する可能性のある部位に相当する芯線体の表面に、形成される。例えば前記DLC被膜は、芯線体の先端より所定の部位から後端にむかう芯線体の表面に、又は芯線体本体の表面に、形成される。

【0022】DLC被膜を前記芯線体の表面又は芯線体本体の表面に形成すると、テフロン被膜を有して成る従来の医療用挿通線体と同等の、又はそれ以上の、カテーテル内壁面に対する医療用挿通線体の潤滑性及び生体に対する親和性が発揮されるという利点がある。

【0023】この発明においては、螺旋線体被装着部を備えてなる医療用挿通線体における前記DLC被膜は、少なくとも芯線体の先端より所定の部位から後端にむかう芯線体の表面に、又は芯線体本体の表面に形成されることが必須であるが、螺旋線体を備えていない医療用挿通線体については、場合によっては、芯線体全体の表面に形成されていても良い。

【0024】前記DLC被膜は、その厚みに関係なく、この発明の目的を達成するのに十分な潤滑性及び生体親和性を医療用挿通線体に付与することができる。また、DLC被膜は、テフロン被膜等に比較して磨耗性が小さいので、使用による磨耗を考慮しても、テフロン被膜等に対して要求される厚みほどの厚みは必要ではない。一方、DLC被膜の厚みを大きくし過ぎると、その分芯線体の径を小さくしなければならず、その結果として医療用挿通線体の腰が弱くなるという不都合を生じる。以上

より、DLC被膜の厚みとしては、 $0.3 \sim 7 \mu\text{m}$ であることが好ましく、さらに $0.5 \sim 2 \mu\text{m}$ であることが特に好ましい。なお、DLC被膜の厚みは必ずしも均一である必要はない。

【0025】前記DLC被膜の形成方法としては、DLC被膜を効果的に形成可能な方法であれば特に制限はなく、CVD法等の公知の方法を使用することができる。CVD被膜を形成する公知の方法として、特開平1-275746号公報、特開平2-54770号公報、特開平4-285154号公報、特開平4-333578号公報、特開平6-322527号公報、特開平8-283931号公報及び特開平8-283940号公報等に記載された方法を挙げることができる。

【0026】以上より、この発明の医療用挿通線体は、従来のテフロン被膜を施した医療用挿通線体と比較して、以下に示す利点を有する。テフロン被膜を形成することにより潤滑性を付与しようとした医療用挿通線体においては、テフロン被膜の磨耗性が大きいこと、及び、薄いテフロン被膜を形成することが技術的に困難であること等の理由から、テフロン被膜の厚みを小さくとも $10 \sim 20 \mu\text{m}$ 程度にせざるをえない。前述のように医療用挿通線体の直径は一定値以上にするにはできないので、テフロン被膜の厚みの分だけ芯線体の直径を小さくする必要あり、その結果として医療用挿通線体の腰の強さが低下する。一方、DLC被膜を備えて成る医療用挿通線体においては、DLC被膜の磨耗性がテフロン被膜に比較して小さいこと、DLC被膜の潤滑性がテフロン被膜と同等かそれ以上であること、及び、薄いDLC被膜を形成することが技術的に可能であること等の理由から、DLC被膜の厚みを前述のようにテフロン被膜よりも小さくすることができるので、その分、芯線体の直径を大きくすることができる。その結果として、テフロン被膜の場合よりも、医療用挿通線体の腰の強さを大きくすることが可能になる。

【0027】この発明に係る医療用挿通線体におけるDLC被膜には、フッ素を含有させることができる。前記DLC被膜にフッ素を含有させると、カテーテル及び生体に対する潤滑性を更に向上させることができるという利点がある。

【0028】前記DLC被膜中におけるフッ素の含有量としては、 $1 \sim 5$ 重量%であることが好ましい。フッ素の含有量が前記範囲内であると、前記の利点が効果的に得られる。

【0029】前記DLC被膜中にフッ素を含有させる方法としては、たとえば、DLC被膜生成時に、主としてメタンと水素とからなる原料ガスにフッ素化炭化水素ガスを混合する方法等を挙げることができる。

【0030】この発明に係る医療用挿通線体の一態様として、前記芯線体の表面と前記DLC被膜との間にシリコン被膜を有する医療用挿通線体を挙げることができ

る。つまり、DLC被膜を形成させる芯線体の表面にまずシリコン被膜を形成し、その後、そのシリコン被膜上に前記DLC被膜を形成する。シリコン被膜上にDLC被膜を形成すると、DLC被膜とシリコン被膜との密着性が大きいので医療用挿通線体におけるDLC被膜の剥落を防止することができるという利点がある。

【0031】前記シリコン被膜の厚みとしては、この発明の目的を達成することができる限りにおいて特に制限はないが、 $0.01 \sim 0.2 \mu\text{m}$ であることが、DLC被膜の密着性を向上させ、また医療用挿通線体の直径が大きくなり過ぎない点において好適である。

【0032】前記シリコン被膜の形成方法としては、たとえば、スパッタリングやイオン注入等の方法を挙げることができる。

【0033】前記シリコン被膜上へのDLC被膜の形成方法は、前記のDLC被膜形成方法と同様である。

【0034】前記芯線体の断面形状は、この発明の目的を達成することができる限りにおいて特に制限はなく、通常は円形又は楕円形等であり、好適な断面形状は円形である。なお、この発明において、「円形」と言う用語は、真円のみならず少々歪みがあるけれど実質的に円形といて差し支えないものを含む。楕円形についても同様である。

【0035】前記芯線体の長さとしては、この発明の目的を達成することができる限りにおいて特に制限はないが、操作性等を考慮すると $0.3 \sim 3\text{m}$ が好適であり、さらに好ましくは $1 \sim 2\text{m}$ である。

【0036】前記芯線体は、カテーテル内をスムーズに進行可能なように、その先端部から $30 \sim 50\text{cm}$ の部分がテーパー状になっていて、先端部に至るに従って細くなっていることが好ましい。なおこの場合、テーパー状になった前記芯線体の部分は、一定の角度をもって細くなっている必要はなく、先端部に至るに従って細くなっていれば、段差を有していても構わない。

【0037】前記芯線体は、前記テーパー状に成った部分を螺旋線体被装着部とすることができ、その螺旋線体被装着部に螺旋線体を装着することができる。換言すると、螺旋線体を装着する部位が螺旋線体被装着部である。

【0038】なお、この芯線体は、前記螺旋線体被装着部となる芯線と芯線本体とを別々に形成しておき、その後この螺旋線体被装着部となる芯線と前記芯線本体とを一体に結合することにより形成することもできるし、芯線体にするべき芯線素材を加工し、その先端部を線引き加工し、又は削り出し加工することにより螺旋線体被装着部を形成することもできる。このように形成された芯線体は、螺旋線体被装着部と芯線体本体とから成る。好ましい芯線体は、螺旋線体被装着部と芯線体本体とが最初から一体物として形成されて成る。

【0039】前記芯線体の直径は、前記芯線体がカテー

テル内を円滑に進行可能な程度に十分小さく、また、前記芯線体をカテーテル内に所定の位置まで送り込むことができる程度に前記医療用挿通線体が剛性の強さを有していれば特に制限はない。この芯線体が芯線体本体と螺旋線体被装着部とからなる場合には、前記芯線体本体の直径はたとえば0.2～2mmであり、テーパ状に、換言すると先細の形状になっている螺旋線体被装着部の先端の直径は例えば0.05～0.3mmである。

【0040】前記芯線体は、この発明の目的を達成することができる限りにおいて特に制限はなく、たとえば、ステンレス合金、及びNi-Ti合金等の非造影性金属で形成されることができる。これらの中でも芯線体は、ステンレス合金で形成されているのが好ましい。このようなことから、芯線体本体と螺旋線体被装着部とは、共にステンレス合金で形成されるのが好ましい。

【0041】前記螺旋線体は、ワイヤを螺旋状に成形してなるコイルであり、前記螺旋線体被装着部に巻回装着される。この螺旋線体は、医療用挿通線体の先端部に適度のしなやかさと剛性とを付与する。

【0042】前記螺旋線体を形成するワイヤの断面形状は、この発明の目的を達成することができる限りにおいて特に制限はないが、前記螺旋線体が螺旋線体被装着部に装着されて成る医療用挿通線体がカテーテル及び血管中を円滑に進行することができるように、丸みを帯びた形状であることが好ましく、通常は円形又は楕円形等である。もっとも、場合によっては、前記螺旋線体を形成するワイヤの断面形状が方形乃至長方形であっても良い。そのようなワイヤはフラットワイヤと称されることがある。

【0043】前記螺旋線体を形成するワイヤの断面が円形であるときにはそのワイヤの直径は、この発明の目的を達成することができる限りにおいて特に制限はないが、作業性及び強度等の理由から、50～100μmであることが好ましい。

【0044】前記螺旋線体を形成するワイヤがフラットワイヤであるときには、その厚みは10～50μmであり、その幅は20～500μmであることが好ましい。

【0045】前記螺旋線体の長さとしては、この発明の目的を達成することができる限りにおいて特に制限はないが、前記螺旋線体を前記芯線体に装着する際に、前記螺旋線体即ちコイルの軸線方向の長さが60～1000mmとなる長さであることが好ましい。

【0046】前記コイルの直径及びピッチは、従来の医療用挿通線体におけるコイルと同様であって差し支えない。たとえば、直径は0.1～1mmとすることができ、ピッチはワイヤの径の1.1～2倍とすることができる。

【0047】前記螺旋線体を形成する材料としては、この発明の目的を達成することができる限りにおいて特に制限はない。特に好ましい前記螺旋線体は、造影性金属

により形成される部分（以下、「コイル造影性部」という）と非造影性金属により形成される部分（以下、「コイル非造影性部」という）とで構成される。

【0048】コイル造影性部とコイル非造影性部とを有する螺旋線体としては、例えば、特開昭60-168466号公報に記載されたように、コイル造影性部である第1コイルとコイル非造影性部である第2コイルとを交互巻きして成る螺旋線体、特開平6-54912号公報に記載されたように、クラッド法によりコイル造影性部とコイル非造影性部とを形成して成る螺旋線体、特開平9-38210号公報に記載されたように、コイル造影性部である造影性ワイヤとコイル非造影性部である非造影性ワイヤとを直列に接続し、コイル状に巻回して成る螺旋線体等を挙げることができる。以上の外に、特開昭2-114973号、特開平2-104370号、特開平6-501179号、特開平6-54911号、特開平6-327775号、特開平10-43307号、特開平3-133463号、特開平6-319805号、特開平3-51060号、特開平9-510125号、特開平2-180277号、特開平6-178811号、特開平7-500749号の各公報等に記載されているところの、この発明における螺旋線体に相当するコイルを、螺旋線体として使用することができる。

【0049】もっとも、以上に言及した公知の螺旋線体よりも、非造影性金属線の表面の全て又は一部に造影性金属被膜を形成してなる螺旋線体即ち被覆螺旋線体が、好適である。この被覆螺旋線体においては、前記非造影性金属線がコイル非造影性部となり、前記造影性金属被膜がコイル造影性部となる。

【0050】この被覆螺旋線体は、従来の螺旋線体におけるようなコイル非造影部とコイル造影部とをロウ付けすることによる接合部に起因する不都合がなく、しなやかさを維持する。しかも、このような構成の螺旋線体は、大量生産に好適であり、コストの低減を図ることができる。

【0051】なお、非造影性とは、医療現場における通常の造影条件においてX線撮影しても、画像として現われない性質をいい、造影性とは、医療現場における通常の造影条件においてX線撮影した場合に、画像として現われる性質をいう。なお、ここで、医療現場における通常の造影条件としては、電圧50～150kV、電流値0.2～3A、焦点サイズ0.2～3mm、IIF5～15インチである。

【0052】非造影性金属線は、前述したように、ステンレス合金、Ni-Ti合金等の非造影性金属で形成されることができる。

【0053】この非造影性金属線の断面形状は、円形、楕円形、方形及び長方形等の形を取り得る。この非造影性金属線の断面形状が円形であるときには、その直径は、通常、20～200μmである。またこの非造影性

金属線の断面形状が楕円形であるときには、その長径及び短径が $20 \sim 200 \mu\text{m}$ の範囲内で適宜に決定される。同様にこの非造影性金属線の断面形状が方形又は長方形であるときも、その断面形状における縦及び横の寸法は $20 \sim 200 \mu\text{m}$ の範囲内で適宜に決定される。

【0054】前記造影性金属被膜は、この発明の目的を達成することができる限りにおいて特に制限はなく、たとえば白金、金、及びイリジウム等、並び前記金属とロジウム、ニッケル、又はコバルト等の金属とからなる合金等で形成されることができ、特に金、金合金等で形成された造影性金属線が、コイルの柔軟性、加工性及び造影性の点において、好適である。

【0055】前記被覆螺旋線体の製造方法としては、非造影性金属製芯線の表面の一部を、めっき法、スパッタ法、EVD法、CVD法、又はイオン注入法等の公知の方法により造影性金属で被覆する方法であってもよい。このうち、非造影性金属製芯線における一端表面部を電解めっき法により造影性金属で被覆する方法が、コイルのしなやかさを損なうことなく、また製造が容易である等の理由により最も好適である。

【0056】特に、非造影性金属製芯線をコイル状に巻回して成る巻回物を電解液に浸漬することにより非造影性金属製芯線の一部を溶解し、その非造影性金属製芯線の直径を小さくしていき、所定時間の経過後に、直径の小さく成った非造影性金属製芯線の巻回物を新たな電解めっき液に浸漬することからなる電解メッキ法が好ましく、この電解めっき法によると、直径の小さく成った非造影性金属製芯線の表面に造影性金属がめっきされていき、最終的には非造影性金属製芯線の外表面に造影性金属被膜の形成された被覆螺旋線体が形成される。

【0057】また、非造影性金属線と造影性金属被膜とを有する金属線をコイル状になった螺旋線体に形成する方法としては、金属線等をコイル状に成形することができる公知の方法を使用することができる。また、前記螺旋線体は、コイル状に形成した後に、前記芯線体に装着してもよく、また、前記金属線を芯線体に巻きつけていき、巻き終わった時点で螺旋線体が螺旋線体被装着部に装着されて成るようにしても良い。

【0058】この発明における螺旋線体は、更に最外面層として前記DLC被膜を含有していても良い。

【0059】この発明に係る医療用挿通線体の好適な態様として、芯線体における医療用挿通線体の先端部以外の部分にDLC被膜を有し、その先端部には親水性被膜を有する医療用挿通線体を挙げることができる。

【0060】前記親水性被膜は、DLC被膜よりも親水性が大きいので、血管壁面に対してDLC被膜よりも低い摩擦係数を有する。したがって、前記の構造を有する医療用挿通線体の先端部は、血管中に挿入されたカテーテルの先端開口部からカテーテル外に出た後に、先端部に被覆を有しない医療用挿通線体及び先端部にDLC被

膜を有する医療用挿通線体等よりも、血管内皮を傷つけずに血管中を円滑に進行することが可能になる。

【0061】前記先端部とは、医療用挿通線体における、カテーテル先端開口部からカテーテル外に出て、血管中を進行する部分をいう。通常は、前記先端部は、医療用挿通線体の先端とその先端から $10 \sim 60 \text{cm}$ の位置との間の部分である。

【0062】なお、前記親水性被膜は、前記先端部に一樣に形成されている必要はなく、前記先端部に前記親水性被膜が形成されていない部分が存在していても構わない。また、DLC被膜と親水性被膜とは、互いの末端部同士を接触させた状態で医療用挿通線体上に設けられている必要はなく、DLC被膜及び親水性被膜が共に設けられていない部分を介して医療用挿通線体上に設けられていてもよい。

【0063】医療用挿通線体上における、DLC被膜と親水性被膜とを設ける部分の態様は、前記条件を満たす限り様々に可能である。たとえば、前記螺旋線体非装着部となる芯線体の先端部に親水性被膜を形成させ、前記芯線体における、前記螺旋線体を装着した部分以外の部分にDLC被膜を形成させる方法、前記コイル上に親水性被膜を形成させ、前記芯線体における、テーパ状になった部分以外の部分にDLC被膜を形成させる方法、及び前記芯線体における、テーパ状になった部分と前記コイル上とに親水性被膜を形成させ、前記芯線体における、テーパ状になった部分以外の部分にDLC被膜を形成させる方法等を挙げることができる。

【0064】前記親水性被膜の形成方法としては、コーティングやコーティング後の架橋による一部不溶化等を挙げることができる。前記親水性被膜を形成する物質の種類としては、この発明の目的を達成することができる限りにおいて特に制限はなく、たとえば、ポリエチレングリコール、ポリカルボン酸、ポリビニルピロリドン及びヒアルロン酸等を挙げることができる。また、

【0065】前記親水性被膜の厚みとしては、この発明の目的を達成することができる限りにおいて特に制限はなく、たとえば $0.1 \sim 20 \mu\text{m}$ とすることができる。前記親水性被膜の厚みが前記範囲内であると、医療用挿通線体に親水性を十分に付与することができ、また医療用挿通線体の直径が大きくなり過ぎない点において好適である。なお、前記親水性被膜の厚みは必ずしも均一である必要はない。

【0066】また、医療用挿通線体の先端部に親水性を付与する他の方法として、芯線体の先端部を被覆したDLC被膜に官能基を導入し、この官能基に親水性物質を結合させる方法が挙げられる。この方法により得られる医療用挿通線体は、前記の先端部に親水性被膜を有する医療用挿通線体の場合と同様に、血管中に挿入されたカテーテルの先端開口部からカテーテル外に出た医療用挿通線体の先端部が、血管等の生体組織中及びカテーテル

内を円滑に進行することが可能である。

【0067】前記親水性物質としては、前記親水性被膜を形成することのできる物質と同様に、たとえばポリエチレングリコール、ポリカルボン酸、ポリビニルピロリドン及びヒアルロン酸等を挙げることができる。

【0068】前記官能基に結合させる親水性物質の量は、医療用挿通線体の先端部に十分な親水性及び潤滑性を付与することができれば特に制限はないが、前記目的を達成することができる範囲内で最少量であることが望ましい。

【0069】前記官能基としては、カルボキシル基、水酸基、アミノ基及び塩素原子等を挙げることができ、特に、アミノ基及び塩素原子が、反応制御性に優れるという点において好ましい。

【0070】前記官能基を、医療用挿通線体の先端部を被覆したDLC被膜に導入する方法としては、たとえば、DLC被膜生成過程の最終段階でアミノ基及び塩素原子等を含有する化合物を反応系に注入する方法等を挙げることができる。

【0071】前記官能基に前記親水性物質を結合させる方法としては、たとえば、イソシアナート化合物による反応を利用する方法等を挙げることができる。

【0072】この発明に係る医療用挿通線体は、以下のように作用する。

【0073】人体の所定の位置から例えば血管中に挿入されたカテーテル中に、前記医療用挿通線体を挿入し、カテーテル中を進行させる。このとき、前記医療用挿通線体は、その表面に、カテーテル内壁面に対して、潤滑性の大きいDLC被膜を有するので、前記医療用挿通線体はカテーテル内を円滑に進行することができる。また、前記医療用挿通線体は、前述のように腰が強いので、前記医療用挿通線体をカテーテル中に送り込む際に、前記医療用挿通線体がカテーテル中で撓むことがなく、また前記医療用挿通線体に加えた力がその先端部まで確実に伝わり、複雑に湾曲した血管中にも前記医療用挿通線体を効果的に送り込むことができる。

【0074】医療用挿通線体の先端部は、カテーテルの先端部に達した後、カテーテル先端開口部からカテーテ

ル外に出て、生体組織内例えば血管内の血液中を進行する。医療用挿通線体の先端部にDLC被膜が設けられている場合には、DLC被膜は血管内の血液及び血管壁面に対して親和性を有するので、医療用挿通線体の先端部は血管中を円滑に進行することができる。

【0075】また、医療用挿通線体の先端部に親水性被膜が設けられている場合、又は、医療用挿通線体の先端部に親水性物質が結合されている場合には、親水性被膜及び親水性物質は、DLC被膜よりも大きな前記親和性を有するので、医療用挿通線体の先端部は血管中をさらに円滑に進行することができる。

【0076】医療用挿通線体先端部は、血管中を進行し、塞栓存在部に達する。前述のように、前記医療用挿通線体は腰が強いので、前記医療用挿通線体に加えた力がその先端部まで確実に伝わり、塞栓除去作業を効果的に実施することができる。

【0077】

【発明の効果】この発明に係る医療用挿通線体は、DLC被膜を有するので、テフロン被膜を有する医療用挿通線体よりも、カテーテル内を円滑に進行させることができる。また、この発明に係る医療用挿通線体は、その先端部にDLC被膜若しくは親水性被膜を形成させることにより、又はその先端部に親水性物質を結合させることにより、血管中を円滑に進行させることができる。

【0078】この発明に係る医療用挿通線体は、腰が強いので、医療用挿通線体に加えた力がその先端部まで確実に伝わり、塞栓除去作業を効果的に実施することができる。

【0079】この発明に係る医療用挿通線体は、その製造に当たり、従来の医療用挿通線体の製造において必要であった熟練を要することがなく、また一時に大量生産可能である。

【図面の簡単な説明】

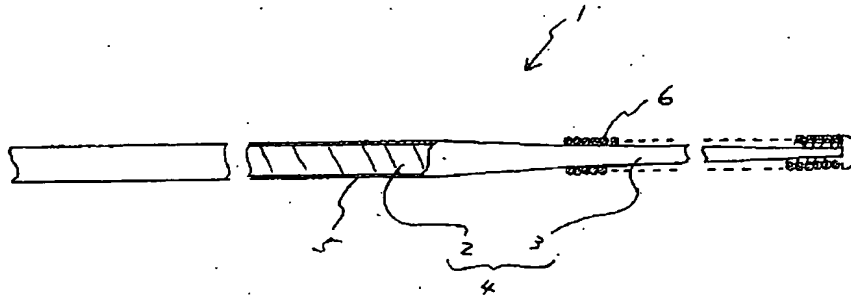
【図1】図1はこの発明の一例である医療用挿通線体を示す説明図である。

【符号の説明】

1…医療用挿通線体、2…芯線体本体、3…螺旋線体被装着部、4…芯線体、5…DLC被膜、6…螺旋線体。



【図1】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C061 AA00 AA23 BB00 CC00 DD00  
FF43 GG15 HH56 JJ06 JJ11  
4C081 AC08 BB05 CA132 CE09  
CF161 DA03 DC04